

PATENT
32860-000636/US

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

Applicants: Herbert BRUDER; Thomas FLOHR; Stefan SCHALLER; and Karl STIERSTORFER

Application No.: NEW APPLICATION

Filed: October 17, 2003

For: IMAGING METHOD FOR A MULTI-SLICE SPIRAL CT SCAN WITH 3D RECONSTRUCTION, AND A COMPUTER TOMOGRAPHY UNIT FOR CARRYING OUT THIS METHOD

PRIORITY LETTER

October 17, 2003

MAIL STOP NEW APPLICATION
COMMISSIONER FOR PATENTS
P.O. BOX 1450
Alexandria, Virginia 22313-1450

Dear Sirs:

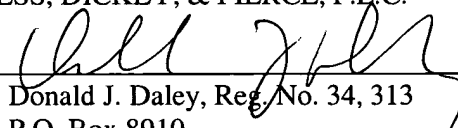
Pursuant to the provisions of 35 U.S.C. 119, enclosed is/are a certified copy of the following priority document(s).

<u>Application No.</u>	<u>Date Filed</u>	<u>Country</u>
10248770.7	October 18, 2002	GERMANY

In support of Applicant's priority claim, please enter this document into the file.

Respectfully submitted,

HARNESS, DICKEY, & PIERCE, P.L.C.

By 
Donald J. Daley, Reg. No. 34, 313
P.O. Box 8910
Reston, Virginia 20195
(703) 668-8000

DJD/jj

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

INFORMATION SHEET

Applicant(s): Herbert BRUDER; Thomas FLOHR; Stefan SCHALLER; and Karl STIERSTORFER

Application No: NEW

Filed: October 17, 2003

For: IMAGING METHOD FOR A MULTI-SLICE SPIRAL CT SCAN WITH 3D RECONSTRUCTION, AND A COMPUTER TOMOGRAPHY UNIT FOR CARRYING OUT THIS METHOD

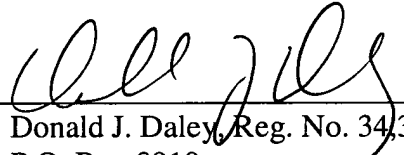
Priority Claimed Under 35 U.S.C. §119 and/or 120:

COUNTRY	DATE	NUMBER
GERMANY	October 18, 2002	10248770.7

Send correspondence to : HARNESS, DICKEY & PIERCE, P.L.C.
P.O. Box 8910
Reston, VA 20195
(703) 668-8000

The above information is submitted to advise the United States Patent and Trademark Office of all relevant facts in connection with the present application. A timely executed Declaration in accordance with 37 CFR 1.64 will follow.

Respectfully submitted,

By 
Donald J. Daley, Reg. No. 34,313
P.O. Box 8910
Reston, VA 20195
(703) 668-8000

DJD/jj

BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND



Prioritätsbescheinigung über die Einreichung einer Patentanmeldung

Aktenzeichen: 102 48 770.7

Anmeldetag: 18. Oktober 2002

Anmelder/Inhaber: Siemens Aktiengesellschaft,
München/DE

Bezeichnung: Verfahren zur Bilderstellung für einen mehr-
zeiligen Spiral-Computertomographen mit
3D-Rekonstruktion und Computer-Tomo-
graphie-Gerät zur Durchführung dieses
Verfahrens

IPC: G 06 T, A 61 B

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ur-
sprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 31. Juli 2003
Deutsches Patent- und Markenamt
Der Präsident

Im Auftrag

Sieck

Beschreibung

Verfahren zur Bilderstellung für einen mehrzeiligen Spiral-
Computertomographen mit 3D-Rekonstruktion und Computer-Tomo-
5 graphie-Gerät zur Durchführung dieses Verfahrens

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Bilderstellung für
einen mehrzeiligen Spiral-Computertomographen mit 3D-Rückpro-
jektion, wobei ein Untersuchungsobjekt durch ein rotierendes
10 und sich in Richtung der Rotationsachse bewegendes Strahlen-
bündel bezüglich seines Absorptionsverhaltens spiralförmig
abgetastet und die gemessenen Absorptionsdaten durch einen
flächig ausgebildeten Detektor gesammelt werden. Die gemesse-
nen Absorptionsdaten werden auf einen virtuellen Detektor,
15 vorzugsweise im Drehzentrum der Rotation, projiziert und ge-
filtert, und zur Rekonstruktion des Absorptionswertes mindes-
tens eines Voxels werden die gemessenen und gefilterten Daten
verwendet, die durch Strahlen erzeugt worden sind, welche
dieses mindestens eine Voxel durchdringen. Außerdem betrifft
20 die Erfindung ein CT-Gerät zur Durchführung dieses Verfahrens
mit entsprechenden Mitteln zur Bilderstellung.

Des weiteren betrifft die Erfindung ein CT-Gerät zur Durch-
führung dieses Verfahrens mit entsprechenden Mitteln zur Bil-
derstellung.

Es ist bekannt, in der Computertomographie Mehrzeilendetekto-
ren und Strahlenbündel mit Kegelstrahl-Geometrie zur Abtas-
tung von Untersuchungsobjekten, insbesondere von Patienten,
zu verwenden und eine 3D-Bildrekonstruktion durchzuführen.
30 Hierbei werden integrale Absorptionsdaten von Strahlen, die
das Untersuchungsobjekt durchdringen mit flächig ausgebilde-
ten mehrzeiligen Detektoren gewonnen und gesammelt, wobei die
Detektoren mitsamt einer Strahlungsquelle spiralförmig um ein
Untersuchungsobjekt bewegt werden. Anschließend werden die
35 Messdaten einer geeigneten Filterung unterzogen und ausge-
wählte gefilterte Daten rückprojiziert um Schichtaufnahmen
des Untersuchungsobjektes zu erzeugen. Unter einer 3D-Bildre-

konstruktion wird dabei verstanden, dass zur Rückprojektion jeweils einzelne dreidimensionale Volumenelemente (=Voxel) betrachtet werden und jeweils die Daten verwendet werden, die durch Strahlen erzeugt wurden die dieses Voxel durchdrungen haben.

Bei dieser Vorgehensweise ergibt sich das Problem, dass aus den gesammelten Daten, die zur einfacheren Berechnung zunächst auf einen virtuellen Detektor - der auf einer Ebene liegt, welche die Drehachse von realem Detektor und Strahlenquelle schneidet - projiziert werden, zweidimensional vorliegen und die Filterung wegen des erzeugten Rechenaufwandes nur in einer Dimension stattfinden soll, keine Vorzugsrichtung ersichtlich ist, in welche die Filterung stattfinden soll.

Wird eine ungünstige Filterrichtung gewählt, so geht dies mit Einbußen bei der Bildqualität her.

Die Aufgabe der Erfindung liegt also darin, ein 3D-Rekonstruktionsverfahren zu finden, bei dem die Richtung der Filterung optimal zur Erreichung einer hohen Bildqualität ausgewählt ist.

Diese Aufgabe wird durch die Merkmale der unabhängigen Patentansprüche gelöst. Vorteilhafte Weiterbildungen der Erfindung sind Gegenstand untergeordneter Ansprüche.

Betrachtet man das Bild eines virtuellen Detektors mit darauf abgebildeten Projektionen von Segmentebenen, wie sie nachstehend definiert werden und wie es beispielsweise in der deutschen Patentanmeldung mit Aktenzeichen 10106398.9 (internes Az. 00E8563 / 2001P02305) beschrieben ist, deren Offenbarungsgehalt vollinhaltlich in diese Schrift übernommen wird, so zeigt sich, dass sich über den virtuellen Detektor hinweg die Richtung der Projektionen verändert. Erfindungsgemäß wird die Filterung der Daten in Richtung dieser Projektionen auf dem virtuellen Detektor durchgeführt. Betrachtet man weiterhin den Weg der Projektion eines Voxels auf dem virtuellen

Detektor bei der Rotation, so verläuft dieses projizierte Voxel durch Gebiete unterschiedlicher Ausrichtung der Segmentebenenprojektionen. Dabei ist es besonders günstig die Filterung der Daten jeweils entlang der Ausrichtung der Segmentebenenprojektionen vorzunehmen, so dass projektionswinkelabhängig unterschiedliche Filterrichtungen entstehen.

Betrachtet man eine 3D-Rekonstruktion, wie sie in der o.g. deutschen Patentanmeldung mit Aktenzeichen 10106398.9 beschrieben ist, so werden in einem Spiralsegment der Länge $L_s \leq \pi + 2 \cdot \beta_{\max}$ ($=180^\circ$ zuzüglich zweimal den Fächerwinkel β_{\max} des Detektors), beziehungsweise $\leq 180^\circ$ nach vorhergehender Parallelsortierung, N_{tilt} mehrfach geneigte Segmentebenen in den Spiralgang eingepasst. Die maximale Neigung der Segmentebenen R_k ($1 \leq k \leq N_{\text{tilt}}$) bestimmt sich dabei aus der Bedingung, dass an den beiden Enden des Spiralsegments innerhalb des Messfeldes Strahlen für die Ebene vorhanden sein müssen. Beispielsweise gilt dann für $L_s = 240^\circ$ (mit $\beta_{\max} = 30^\circ$) und für $L_s = 180^\circ$ nach Parallelsortierung $N_{\text{tilt}} = \lceil 2 \cdot M / p \rceil$ mit M der Anzahl der Detektorzeilen und p der Steigung ($=\text{pitch}$) der Spirale. Erfindungsgemäß definieren die im Spiralsegment im Abstand $\Delta\alpha = L_s / M$ bestimmten Schnittlinien der Segmentebenen im virtuellen Detektor im Drehzentrum die Richtung der Filterung der Daten.

Wird für $k=1$ beziehungsweise $k = N_{\text{tilt}}$ das Spiralsegment linksseitig und rechtsseitig erweitert, so wird der virtuelle Detektor vollständig abgedeckt. Auf diese Weise gelangt man für jede Segmentebene R_k ($1 \leq k \leq N_{\text{tilt}}$) zu einem separat gefilterten Detektorbild D_k . Diese Filteroperation geschieht in jedem der projektionsweise gemessenen Detektorbilder, wobei die Detektorbilder D_k in der Rückprojektion in unterschiedlichen Teilsegmenten des Rekonstruktionsintervalls zuständig sind.

Zur 3D-Rückprojektion wird ein Spiralsegment I_I der Länge $L_I = [-\alpha_{\max}, \alpha_{\max}]$ mit $\alpha_{\max} = M \cdot \pi / p$ in N_{tilt} überlappende Teilsegmente I_I^k ($1 \leq k \leq N_{\text{tilt}}$) der Länge L_s eingeteilt, wobei deren Schwerpunkte sich maximal um L_s unterscheiden und äquidistant ein-

geteilt werden. Das Segment I_I wird mittig in das Rekonstruktionssegment I_R eingepasst. Hieraus ergibt sich für die Subsegmente I_R^k ($1 \leq k \leq N_{\text{tilt}}$):

$$I_R^k = I_I^k; 1 < k < N_{\text{tilt}}$$

$$I_R^1 = I_I^1 \cup \{-\alpha_{\max}^V, -\alpha_{\max}\}$$

$$I_R^{N_{\text{tilt}}} = I_I^{N_{\text{tilt}}} \cup \{\alpha_{\max}, \alpha_{\max}^V\},$$

so dass im Rekonstruktionssegment I_R^k mit $1 \leq k \leq N_{\text{tilt}}$ das zu einem Bildvoxel gehörige Projektionsdatum im Detektorbild D_k projektionsweise ermittelt wird.

Zur Veranschaulichung dieses Erfindungsgedankens ist es vorteilhaft, das Bild eines Voxels im virtuellen Detektor in einem Rekonstruktionssegment I_R zu verfolgen. Betrachtet man zunächst das Spiralsegment I_R^1 und den Projektionswinkel $\alpha = -\alpha_{\max}$, so sind in diesem Spiralsegment für die Rückprojektion projektionsweise die Detektorbilder D_1 zuständig. Alle Voxel, die im Projektionswinkel $\alpha = -\alpha_{\max}$ in der erfindungsgemäß gewählten Filterrichtung im virtuellen Detektor abgebildet werden, bilden eine gekrümmte Fläche H_1 . Die Filterrichtung in $\alpha = -\alpha_{\max}$ ist durch das Bild der im Projektionswinkel $\alpha = -\alpha_{\max} + L_S/2$ zentrierten und in den Spiralgang eingepassten Segmentebene R_1 gegeben. Für $\alpha > -\alpha_{\max} + L_S/2$ ist das Bild von der gekrümmten Fläche H_1 im virtuelle Detektor keine gerade Linie. In der Veröffentlichung H. Turbell, P. E.

Danielsson, *An improved PI-method for reconstruction from helical cone-beam projections*, Proc. Int. Conf. On Fully 3D image Reconstruction, Egmond and Zee, The Netherlands, Jun 23-26, 1999 wurde gezeigt, dass die Segmentebene R_1 eine gute Näherung für die gekrümmte Fläche H_1 darstellt. Daher wird sich in allen anderen Projektionen im Spiralsegment I_R^1 das Bild H_1 im virtuellen Detektor um die entsprechende Schnittlinie von R_1 gruppieren. Dies bedeutet, dass für alle übrigen Projektionswinkel im Teilsegment I_R^1 die Filterrichtungen von D_1 , die durch das Bild von R_1 im virtuellen Detektor gegeben sind, geeignet sind. Obige Argumentation gilt gleichermaßen für alle übrigen Teilsegmente I_R^k ($1 \leq k \leq N_{\text{tilt}}$).

Entsprechend diesem Grundgedanken schlagen die Erfinder vor, das an sich bekannte Verfahren zur Bilderstellung für einen mehrzeiligen Spiral-Computertomographen zu verbessern. Bekannt ist, dass:

- 5 - ein Untersuchungsobjekt durch ein rotierendes und sich in Richtung der Rotationsachse bewegendes Strahlenbündel bezüglich seines Absorptionsverhaltens spiralförmig abgetastet und die gemessenen Absorptionsdaten durch einen flächig ausgebildeten Detektor gesammelt werden,
- 10 - die gemessenen Absorptionsdaten auf einen virtuellen Detektor, vorzugsweise im Drehzentrum der Rotation, projiziert und gefiltert werden, und
- zur Rekonstruktion des Absorptionswertes mindestens eines Voxels werden die gemessenen und gefilterten Daten verwendet, die durch Strahlen erzeugt sind, welche dieses mindestens eine Voxel durchdringen.
- 15

Die Verbesserung des Verfahrens liegt in der besonderen Auswahl der Filterrichtung, indem die Filterung der zur Rekonstruktion benutzten Daten im Bild des virtuellen Detektors in Richtung der Projektion darauf abgebildeter Spiralsegmente, die durch die spiralförmige Abtastung über einen vorgegebenen Winkelbereich entstehen, erfolgt.

Hierdurch ergibt sich, dass bei den Daten unterschiedlicher Rekonstruktionssegmente eines Voxels unterschiedliche und jeweils optimale Filterrichtungen auftreten. Wobei sich zusätzlich der Vorteil ergibt, dass die Steigung der Spirale beziehungsweise die Wahl des Tischvorschubs beliebig ist. Es kann also in z-Richtung eine überlappende Abtastung berücksichtigt werden.

In einer bevorzugte Ausführung des Verfahrens findet die Filterung entlang der Schnittlinie von doppelt geneigten Ebenen im virtuellen Detektor statt.

Gemäß einer weiteren bevorzugten Ausführung des Verfahrens beträgt der vorgegebene Winkelbereich für ein Spiralsegment der Länge $L_s \sim 240^\circ$. Wobei der Winkel 240° der Summe aus $180^\circ + 2 \times \text{Fächerwinkel } \beta_{\max}$ entspricht, der zur Rekonstruktion
 5 eines Bildvoxels erforderlich ist.

Alternativ wird auch vorgeschlagen, vor der Filterung eine Parallelsortierung der Strahlen zur Bildung des virtuellen Detektors durchzuführen, wobei hier der vorgegebene Winkelbe-
 10 reich für ein Spiralsegment der Länge $L_s = 180^\circ$ ist.

Desweiteren können die durch die Spiralsegmente zumindest annähernd gebildeten Segmentebenen eine maximale Neigung aufweisen, die durch die Bedingung begrenzt wird, dass an den
 15 beiden Enden des Spiralsegments innerhalb des Messfeldes Strahlen für die Ebene vorhanden sein müssen.

Zusätzlich ist es vorteilhaft, zur 3D-Rückprojektion ein Spiralsegment I_I der Länge $L_I = [-\alpha_{\max}, +\alpha_{\max}]$ mit $\alpha_{\max} = M \cdot \pi / p$ in
 20 N_{tilt} überlappende Teilsegmente I_I^k ($1 \leq k \leq N_{\text{tilt}}$) der Länge L_s äquidistant einzuteilen, deren Schwerpunkte sich maximal um L_s unterscheiden, wobei p dem eingestellten Pitch entspricht, so dass für die entstehenden Subsegmente I_R^k ($1 \leq k \leq N_{\text{tilt}}$) gilt:

$$I_R^k = I_I^k, 1 < k < N_{\text{tilt}}$$

$$I_R^1 = I_I^1 \cup \{-\alpha_{\max}^V, -\alpha_{\max}\}$$

$$30 \quad I_R^{N_{\text{tilt}}} = I_I^{N_{\text{tilt}}} \cup \{\alpha_{\max}, \alpha_{\max}^V\}$$

und im Rekonstruktionssegment I_R^k ($1 \leq k \leq N_{\text{tilt}}$) projektionsweise das zu einem Bildvoxel gehörige Projektionsdatum im Detektorbild D_k ermittelt wird, wobei α_{\max}^V den maximalen Winkel
 35 darstellt, den ein Strahl durch das Voxel V erreicht. Das Projektionsdatum entspricht dem im Detektor gefundenen Projektionswert, der dem Abbild des Bildvoxels im Detektor ent-

spricht, wobei das Abbild der Schnittpunkt des Strahls vom Fokus durch das Bildvoxel im Detektor ist.

Berücksichtigt man zusätzlich den etwas unterschiedlich langen Weg der Strahlen durch das Untersuchungsobjekt in Abhängigkeit vom Konuswinkel des benutzten Strahlenbündels, so erweist es sich als vorteilhaft die gemessenen Absorptionsdaten in Abhängigkeit des Konuswinkels des erzeugenden Strahls in Richtung der Rotationsachse von Detektor und Strahlenquelle, vorzugsweise mit dem Kosinus ihres Konuswinkels, zu wichten.

Der zur spiralförmigen Abtastung des Untersuchungsobjektes verwendete flächig ausgebildete Detektor kann mit einer Vielzahl von Detektorelementen versehen sein, die matrixartig in Zeilen und Reihen angeordnet sind. Allerdings besteht grundsätzlich auch die Möglichkeit anders gestalteter Verteilungen der Detektorelemente über den Detektor, beispielsweise in wellenförmiger Anordnung oder in Anordnung mit unterschiedlich breiten Detektorzeilen, die gegebenenfalls auch Detektoren unterschiedlicher Ausdehnung in Rotationsrichtung und Steigungsrichtung haben können.

Neben dem erfindungsgemäßen Verfahren schlagen die Erfinder auch ein CT-Gerät zur Abtastung eines Untersuchungsobjekts vor, welches mit einem von mindestens einem Fokus ausgehenden Strahlenbündel und mit einem flächig ausgebildeten Detektorarray mit einer Vielzahl von verteilten Detektorelementen zum Detektieren der Strahlen des Strahlenbündels ausgestattet ist, wobei sich der mindestens eine Fokus relativ zu dem Untersuchungsobjekt auf mindestens einer das Untersuchungsobjekt umlaufenden Fokusbahn mit gegenüberliegendem Detektorarray bewegt und zumindest Mittel zur Sammlung von Detektordaten, Filterung und 3D-Rückprojektion vorgesehen sind, wobei die Mittel zur Filterung derart gestaltet sind, dass das Verfahren gemäß einem der voranstehenden Verfahrensansprüche durchgeführt wird. Die genannten Mittel zur Filterung können

zumindest teilweise durch Programme oder Programm-Module verwirklicht werden.

Insgesamt wird durch die Verwendung des erfindungsgemäßen
5 Verfahrens und des erfindungsgemäßen CT-Gerätes erreicht, dass durch die besondere Auswahl der Filterrichtung eine verbesserte Bildqualität erzielt wird.

Im folgenden wird die Erfindung anhand eines/der bevorzugten
10 Ausführungsbeispiele(s) mit Hilfe der Figuren/der Figur näher beschrieben. Es zeigen im einzelnen:

Figur 1: Mehrzeilen-CT mit perspektivischer Darstellung der Abtasteinheit;

15 Figur 2: Längsschnitt durch das Mehrzeilen-CT aus Figur 1;

Figur 3: Projektion von Segmentebenen in der parallelisierten Darstellung eines physikalischen Detektors D_p auf einem virtuellen Detektor D_v mit Darstellung von drei Schnittvolumina und zugehörigen Spiralsegmenten;

20 Figuren 4a-4d: Darstellung der Projektion der Segmentebenen auf virtuellen Detektoren mit unterschiedlichem Projektionswinkel;

Figur 5: Darstellung des Verlaufs von Projektionsebenen an Hand eines 16-zeiligen Detektors und Änderung der Filterrichtung;

Figur 6: Darstellung der Wanderung der Projektion eines Voxels über den Detektor bei fortschreitendem Projektionswinkel;

30 Figur 7: Bildliche Darstellung der aneinandergereihten Rekonstruktionssegmente zur Reprojektion eines Voxels.

Die Figuren 1 und 2 zeigen eine teils perspektivische Darstellung eines zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens geeigneten Mehrzeilen-CT-Gerätes der dritten Generation. Die mit 1 bezeichnete Messanordnung (=Gantry) weist eine

Röntgenstrahlenquelle 2 mit einer dieser vorgelagerten quellennahen Strahlenblende 3 auf. Das flächig ausgebildete Array mit mehreren Zeilen und Spalten von Detektorelementen ausgebildetes Detektorsystem 5 mit einer diesem vorgelagerten detektornahen Strahlenblende 6 ist in der Figur 2 im Schnitt dargestellt. In der Figur 1 sind zur besseren Übersichtlichkeit nur acht Zeilen L_1 bis L_8 von Detektorelementen 4 dargestellt. Das Detektorsystem 5 kann jedoch auch eine andere, vorzugsweise größere, Zeilenzahl aufweisen ohne den Rahmen der Erfindung zu verlassen. Ebenso ist auch eine andere flächige Anordnung der Detektoren möglich.

Die Röntgenstrahlenquelle 2 mit der Strahlenblende 3 einerseits und das Detektorsystem 5 mit der Strahlenblende 6 andererseits sind an einem Drehrahmen 7 einander derart gegenüberliegend angebracht, dass ein im Betrieb des CT-Geräts von der Röntgenstrahlenquelle 2 ausgehendes, durch die einstellbare Strahlenblende 3 eingeblendetes, pyramidenförmiges Röntgenstrahlenbündel, dessen Randstrahlen mit 8 bezeichnet sind, auf das Detektorsystem 5 auftrifft. Dabei ist die Strahlenblende 6 dem mittels der Strahlenblende 3 eingestellten Querschnitt des Röntgenstrahlenbündels entsprechend so eingestellt, dass entsprechend unterschiedlicher Betriebsmodi nur derjenige Bereich des Detektorsystems 5 freigegeben ist, der von dem Röntgenstrahlenbündel unmittelbar getroffen wird. In den Figuren 1 und 2 werden nur acht Zeilen von Detektorelementen 4, verwendet, die weiteren punktiert angedeuteten Zeilen sind von der Strahlenblende 6 abgedeckt und daher nicht aktiv.

30

Das Röntgenstrahlenbündel weist einen Conewinkel φ auf, bei dem es sich um den Öffnungswinkel des Röntgenstrahlenbündels in einer die Systemachse Z und den Fokus F enthaltenden Ebene handelt. Der Öffnungswinkel des Röntgenstrahlenbündels in einer rechtwinklig zu der Systemachse Z liegenden und den Fokus F enthaltenden Ebene (Fächeröffnungswinkel) beträgt $2\beta_{\max}$.

35

Der Drehrahmen 7 kann mittels einer Antriebseinrichtung 22 um eine mit Z bezeichnete Systemachse in Rotation versetzt werden. Die Systemachse Z verläuft parallel zu der z-Achse eines in der Figur 1 dargestellten und räumlich rechtwinkligen Koordinatensystems.

Die Spalten des Detektorsystems 5 verlaufen ebenfalls in Richtung der z-Achse, während die Zeilen quer zu der Systemachse Z verlaufen.

10

Um ein Untersuchungsobjekt, z.B. einen Patienten, in den Strahlengang des Röntgenstrahlenbündel bringen zu können, ist eine Lagerungsvorrichtung 9 vorgesehen, die parallel zu der Systemachse Z, also in Richtung der z-Achse, verschiebbar ist, und zwar derart, dass eine Synchronisation zwischen der Rotationsbewegung des Drehrahmens 7 und der Translationsbewegung der Lagerungsvorrichtung in dem Sinne vorliegt. Das Verhältnis von Translations- zu Rotationsgeschwindigkeit ist einstellbar, indem ein gewünschter Wert für den Vorschub p (=pitch) der Lagerungsvorrichtung 9 pro Umdrehung des Drehrahmens gewählt wird.

20

Es kann also ein Volumen eines auf der Lagerungsvorrichtung 9 befindlichen Untersuchungsobjekts im Zuge einer Volumenabtastung untersucht werden, wobei die Volumenabtastung in Form einer Spiralabtastung in dem Sinne vorgenommen werden kann, dass unter gleichzeitiger Rotation der Messeinheit 1 und Translation der Lagerungsvorrichtung 9 mittels der Messeinheit pro Umlauf der Messeinheit 1 eine Vielzahl von Projektionen aus verschiedenen Projektionsrichtungen aufgenommen wird. Bei der Spiralabtastung bewegt sich der Fokus F der Röntgenstrahlenquelle relativ zu der Lagerungsvorrichtung 9 auf einer Spiralbahn S um das Untersuchungsobjekt. Um eine vollständige Rekonstruktion eines CT-Bildes pro Zeile von Detektorelementen zu gestatten, muss die Spiralabtastung sich in α -Richtung über wenigstens $\pi + 2\beta_{\max}$ erstrecken, sie kann in-

25

30

35

nerhalb der technischen Grenzen des CT-Geräts aber auch beliebig länger sein.

Ein Volumen des Untersuchungsobjekts kann jedoch infolge des
5 Umstandes, dass mehrere Zeilen von Detektorelementen 4 vorhanden sind, auch im Zuge einer sogenannten Tomogrammabtastung untersucht werden, bei der keine Relativbewegung in Richtung der z-Achse zwischen Messeinheit 1 und Lagerungsvorrichtung 9 stattfindet ($p=0$). Im Falle der Tomogrammabtastung
10 ist also die Größe des untersuchten Volumens durch die Zahl der aktiven Zeilen von Detektorelementen 4 bestimmt. Während einer Tomogrammabtastung bewegt sich der Fokus F auf einer kreisförmigen oder bei vorhandenem Vorschub spiralförmigen Fokusbahn, die in einer im Folgenden als Mittelebene bezeichneten Ebene liegt.
15

Die Tomogrammabtastung kann in Form eines Teilumlaufts oder in Form eines Vollumlaufts erfolgen, wobei der Teilumlauf ein Teilumlaufintervall von wenigstens $\pi+2\beta_{\max}$ (ein Halbumlauf
20 plus Fächeröffnungswinkel) umfasst, wodurch eine vollständige Rekonstruktion eines CT-Bildes gestattet wird, während ein Vollumlauf 2π umfasst.

Die während der Spiral- oder Tomogrammabtastung aus den Detektorelementen jeder aktiven Zeile des Detektorsystems 5 parallel ausgelesenen, den einzelnen Projektionen $P(\alpha, \beta, q)$ in Fächerstrahlgeometrie entsprechenden Messdaten werden in einer Datenaufbereitungseinheit 10 einer Digital/Analog-Wandlung unterzogen, serialisiert und an einen Bildrechner 11
30 übertragen.

Nach einer Vorverarbeitung der Messdaten in einer Vorverarbeitungseinheit 12 des Bildrechners 11 gelangt der resultierende Datenstrom zu einer Schnittbildrekonstruktionseinheit
35 13, die aus den Messdaten Schnittbilder von gewünschten Schichten des Untersuchungsobjekts in an sich bekannter Weise

nach einem 3D-Rückprojektionsverfahren rekonstruiert, wobei jedoch die verwendeten Daten zunächst gefiltert werden.

Die CT-Bilder setzen sich aus matrixartig zusammengesetzten

5 Pixeln (Pixel= picture element) zusammen, wobei die Pixel der jeweiligen Bildebene zugeordnet sind, jedem Pixel eine CT-Zahl in Hounsfield Units (HU) zugeordnet ist und die einzelnen Pixel entsprechend einer CT-Zahl/Grauwertskala in einem ihrer jeweiligen CT-Zahl entsprechenden Grauwert dargestellt werden. Dabei veranschaulicht jedes Pixel ein Voxel (Voxel = volume element) der in dem CT-Bild veranschaulichten Schicht des Untersuchungsobjekts. Da infolge der Mehrzeiligkeit des Detektorsystems 5 und gegebenenfalls der Spiralabtastung Messdaten bezüglich mehrerer Schichten des Untersuchungsobjekts gewonnen werden, stehen 3D-Daten zur Verfügung, die im Rahmen der Erfindung einer 3D-Rückprojektion unterzogen werden. Als Endergebnis stehen 3D-Bilddaten in Form einer dreidimensionalen Matrix, beispielsweise mit den Achsen x , y , z zur Verfügung, wobei jedes Element der Matrix einem Voxel $V_{(x,y,z)}$ entspricht und den der zugehörigen CT-Zahl entsprechenden Grauwert enthält. Diejenigen Elemente der dreidimensionalen Matrix, die den gleichen x -, y -, oder z -Wert aufweisen, stellen dann jeweils ein planares Schnittbild der dem maßgeblichen x -, y -, oder z -Wert entsprechenden Schicht des Untersuchungsobjekts dar.

Die von der Schnittbildrekonstruktionseinheit 13 rekonstruierten Bilder werden auf einer an den Bildrechner 11 angeschlossenen Anzeigeeinheit 16, z.B. einem Monitor, dargestellt.

Die Röntgenstrahlenquelle 2, beispielsweise eine Röntgenröhre, wird von einer Generatoreinheit 17 mit den notwendigen Spannungen und Strömen, beispielsweise der Röhrenspannung U , versorgt. Um diese auf die jeweils notwendigen Werte einstellen zu können, ist der Generatoreinheit 17 eine Steuereinheit

18 mit Tastatur 19 zugeordnet, die die notwendigen Einstellungen gestattet.

5 Auch die sonstige Bedienung und Steuerung des CT-Gerätes erfolgt mittels der Steuereinheit 18 und der Tastatur 19, was dadurch veranschaulicht ist, dass die Steuereinheit 18 mit dem Bildrechner 11 verbunden ist.

10 Unter anderem kann die Anzahl der aktiven Zeilen von Detektorelementen 4 und damit die Position der Strahlenblenden 3 und 6 eingestellt werden, wozu die Steuereinheit 18 mit den Strahlenblenden 3 und 6 zugeordneten Verstelleinheiten 20 und 21 verbunden ist. Weiter kann die Rotationszeit τ eingestellt werden, die der Drehrahmen 7 für eine vollständige Umdrehung benötigt, was dadurch veranschaulicht ist, dass die dem Drehrahmen 7 zugeordnete Antriebseinheit 22 mit der Steuereinheit 18 verbunden ist.

20 Obwohl es grundsätzlich auch möglich ist, das erfindungsgemäße Verfahren auch in Fächerstrahlgeometrie zu realisieren, wird das beschriebene CT-Gerät vorzugsweise in einem Modus betrieben, in dem das erfindungsgemäße Verfahren in Parallelstrahlgeometrie realisiert ist.

25 Demnach werden die bei der Abtastung des für die jeweilige Untersuchung relevanten Körperbereichs des Patienten durch Spiral- oder Tomogrammabtastung in Fächerstrahlgeometrie gewonnenen Daten zunächst in an sich bekannter Weise durch ein im Allgemeinen als "rebinning" bezeichnetes Verfahren in Daten in Parallelstrahlgeometrie umgewandelt. Diese Umwandlung beruht auf einer Umsortierung der in Fächerstrahlgeometrie gewonnenen Daten derart, dass aus unterschiedlichen in Fächerstrahlgeometrie aufgenommenen Projektionen Strahlen entnommen und zu einer Projektion in Parallelstrahlgeometrie zusammengefügt werden. In Parallelstrahlgeometrie reichen Daten aus einem Intervall der Länge π aus, um ein vollständiges Bild rekonstruieren zu können. Um diese Daten gewinnen zu

können, müssen Daten in Fächerstrahlgeometrie aus einem Intervall der Länge $\pi+2\beta_{\max}$ zur Verfügung stehen.

Die Figur 3 zeigt die Spiralbahn S der Messanordnung des Spiral-CT, auf der sich der Fokus F mit dem gegenüberliegenden physikalischen Detektor D_p bewegt, wobei in dieser Darstellung bereits die Umwandlung in die Parallelstrahlgeometrie durchgeführt wurde. Erkennbar ist dies auch dadurch, dass in diesem Bild der Fokus F in fünf nebeneinander liegenden Positionen mit je drei parallelen Strahlen gezeigt ist. Diese Parallelstrahlen treffen im Hintergrund auf den physikalischen Detektor D_p , der allerdings auch schon lediglich ein Abbild von vielen Detektorpositionen umlaufender Detektorelemente darstellt. Das Detektorbild des physikalischen Detektors D_p ist weiterhin auf den virtuellen Detektor D_v projiziert, der an der Systemachse anliegt. Außerdem zeigt die Figur 3 drei beispielhaften Schnittebenen E_1 bis E_3 , die auf dem Detektor D_v abgebildet werden.

Betrachtet man nun den virtuellen Detektor D_v im Koordinatensystem alleine mit der Darstellung der Projektionen P_1 bis P_3 , die den Ebenen E_1 bis E_3 aus Figur 3 entsprechen, so erhält man eine Darstellung des virtuellen Detektors D_v , wie sie in den Figuren 4a bis 4d gezeigt ist. Die sukzessive Verschiebung der Projektionen in den Figuren 4a bis 4d entsteht dabei durch die Betrachtung der Ebenen E_1 bis E_3 und deren Projektionen P_1 bis P_3 bei fortlaufender Drehung um die z-Achse.

Der erfindungsgemäße Gedanke besteht nun darin, auch in der 3D-Rekonstruktion eine Filterung durchzuführen, die in der jeweiligen Projektionsrichtung der betrachteten Ebene verläuft. Wie aus den Figuren 4a bis 4d ersichtlich ist, ändert sich die Ausrichtung der Projektionen von unten nach oben kontinuierlich und somit ebenfalls die Filterrichtung.

Betrachtet man eine entsprechende Darstellung mit einer höheren Anzahl von Ebenen und Projektionen, so erhält man eine Darstellung des virtuellen Detektors, wie sie in Figur 5 gezeigt ist. Die Projektionen P ändern dabei ihre Richtung von unten nach oben in typischer kontinuierlicher Weise. Entsprechend wird erfindungsgemäß für jedes so gewonnene Detektorbild eine zweidimensionale Filterung von links nach rechts durchgeführt, deren Richtung sich auch über die Höhe des Detektor entsprechend Verlaufsrichtung der Projektionen verändert.

Zur 3D-Rückprojektion, die sich auf die Voxel $V_{(x,y,z)}$ bezieht, werden zur Bestimmung des Absorptionsvermögens eines Voxels die Strahlen betrachtet, die dieses Voxel im Untersuchungs-
 15 lumen durchdringen. Beim kontinuierlichen Umlauf um die z -Achse und Projektionen dieses einen Voxels $V_{(x,y,z)}$ auf den virtuellen Detektor D_v verläuft die Bahn der Projektion dieses Voxels über die Vielzahl der betrachteten Detektorbilder, wie es in der Figur 6 mit der Bahn B_v dargestellt ist. Hier
 20 sind für unterschiedliche Projektionsrichtungen die Schnittlinie einer Segmentebene im jeweiligen virtuellen Detektor eingetragen. In diesem Fall werden 32 unterschiedliche Projektionsrichtungen betrachtet. Durch das erfindungsgemäße Verfahren erhalten die einzelnen Detektorpunkte dabei eine
 25 Filterung in unterschiedliche Richtungen f , die jeweils der Richtung der Projektionen der Segmentebene, welche durch dieses Voxel verläuft, entspricht. Zur Vermeidung von Missverständnissen ist anzumerken, dass diese Anzahl nicht mit der Zeilenzahl des Detektors gleichzusetzen ist.

30

Die dargestellte Bahn B_v des Voxels entspricht einem Umlauf der Messanordnung zwischen $-\alpha_{\max}^v$ und $+\alpha_{\max}^v$. Teilt man diese Bahn in erfindungsgemäßer Weise in Rekonstruktionsuntersegmente I_R^1 bis $I_R^{N_{\text{tilt}}}$ auf, so lassen sich diese wie in Figur 7
 35 gezeigt darstellen. Hierbei ist darauf hinzuweisen, dass der dargestellte Gesamtwinkel von $-\alpha_{\max}^v$ und $+\alpha_{\max}^v$ natürlich weit größer als die gezeigten 180° ist und mehreren Umläufen der

Messanordnung entspricht. Die Segmente sind dabei - mit Ausnahme der randständigen Segmente - bezüglich ihrer Mittel- und Schwerpunkte äquidistant und leicht überlappend angeordnet.

5

Die Rückprojektion dieser Rekonstruktionssegmente auf das betrachtete Voxel $V_{(x,y,z)}$ ergibt dann den diesem Voxel zugeordneten Absorptionswert innerhalb des Untersuchungsobjektes. Wird diese Vorgehensweise für alle Voxel im gesamten betrachteten Untersuchungsvolumen durchgeführt, so erhält man eine Volumendarstellung der Absorptionswerte des Untersuchungsobjektes.

10

15

Weil jedes Bildvoxel in jedem Teilsegment des Rekonstruktionsbereiches im Detektor abgebildet wird, trägt jedes Bildvoxel mit dem gleichen Gewicht zum rekonstruierten Bildvolumen bei. Daher ist eine voxelweise Gewichtung der gemessenen Daten nicht notwendig.

20

25

30

Insgesamt wird also mit dieser Erfindung ein Verfahren zur Bilderstellung für einen mehrzeiligen Spiral-CT mit 3D-Rückprojektion und ein Spiral-CT beschrieben, bei dem zur Rekonstruktion des Absorptionswertes mindestens eines Voxels die gemessenen und gefilterten Daten verwendet werden, die durch Strahlen erzeugt sind, welche dieses mindestens eine Voxel durchdringen, wobei die Filterung der zur Rekonstruktion benutzten Daten im Bild des virtuellen Detektors in Richtung der Projektion darauf abgebildeter Spiralsegmente, die durch die spiralförmige Abtastung über einen vorgegebenen Winkelbereich entstehen, erfolgt.

35

Es ist ergänzend darauf hinzuweisen, dass das zuvor beschriebene Verfahren und CT auch zur Herstellung von periodisch bewegten Objekten, insbesondere zur Cardio-Spiral-CT, verwendet werden kann, wobei in diesem Falle in an sich bekannter Weise eine Gewichtung oder Auswahl relevanter Daten in Korrelation

zur Bewegungssituation des Untersuchungsobjektes durchgeführt werden muss.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Bilderstellung für einen mehrzeiligen Spiral-Computertomographen, wobei
 - 5 1.1. ein Untersuchungsobjekt durch ein rotierendes und sich in Richtung der Rotationsachse bewegendes Strahlenbündel bezüglich seines Absorptionsverhaltens spiralförmig abgetastet und die gemessenen Absorptionsdaten durch einen flächig ausgebildeten Detektor gesammelt werden,
 - 10 1.2. die gemessenen Absorptionsdaten auf einen virtuellen Detektor, vorzugsweise im Drehzentrum der Rotation, projiziert und gefiltert werden, und
 - 1.3. zur Rekonstruktion des Absorptionswertes mindestens eines Voxels werden die gemessenen und gefilterten Daten verwendet, die durch Strahlen erzeugt sind, welche dieses mindestens eine Voxel durchdringen, dadurch gekennzeichnet, dass
 - 15 1.4. die Filterung der zur Rekonstruktion benutzten Daten im Bild des virtuellen Detektors in Richtung der Projektion darauf abgebildeter Spiralsegmente, die durch die spiralförmige Abtastung über einen vorgegebenen Winkelbereich entstehen, erfolgt.
2. Verfahren gemäß dem voranstehenden Patentanspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Filterung entlang der Schnittlinie von doppelt geneigten Ebenen im virtuellen Detektor stattfindet.
3. Verfahren gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 2, dadurch gekennzeichnet, dass der vorgegebene Winkelbereich für ein Spiralsegment der Länge $LS \leq \Pi + 2 \cdot \beta_{\max}$ beträgt.
4. Verfahren gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 2, dadurch gekennzeichnet, dass vor der Filterung eine Parallelsortierung der Strahlen zur Bildung des virtuellen Detektors stattfindet.

5. Verfahren gemäß dem voranstehenden Patentanspruch 4, dadurch gekennzeichnet, dass der vorgegebene Winkelbereich für ein Spiralsegment der Länge $L_S \leq 180^\circ$ beträgt.

6. Verfahren gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass die durch die Spiralsegmente zumindest annähernd gebildeten Segmentebenen eine maximale Neigung besitzen, so dass an den Enden des betrachteten Spiralsegments innerhalb des Messfeldes Strahlen für die Segmentebene im Detektor vorhanden sind.

7. Verfahren gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass zur 3D-Rückprojektion ein Spiralsegment I_I der Länge $L_I = [-\alpha_{\max}, +\alpha_{\max}]$ mit $\alpha_{\max} = M \cdot \pi/p$ in N_{tilt} überlappende Teilsegmente I_I^k ($1 \leq k \leq N_{\text{tilt}}$) der Länge L_S äquidistant eingeteilt wird, deren Schwerpunkte sich maximal um L_S unterscheiden, wobei p dem eingestellten Pitch entspricht, so dass für die entstehenden Subsegmente I_R^k ($1 \leq k \leq N_{\text{tilt}}$) gilt:

$$I_R^k = I_I^k; 1 < k < N_{\text{tilt}}$$

$$I_R^1 = I_I^1 \cup \{-\alpha_{\max}^V, -\alpha_{\max}\}$$

$$I_R^{N_{\text{tilt}}} = I_I^{N_{\text{tilt}}} \cup \{\alpha_{\max}, \alpha_{\max}^V\}$$

und im Rekonstruktionssegment I_R^k ($1 \leq k \leq N_{\text{tilt}}$) projektionsweise das zu einem Bildvoxel gehörige Projektionsdatum im Detektorbild D_k ermittelt wird, wobei α_{\max}^V den maximalen Winkel darstellt, den ein Strahl durch das Voxel V erreicht.

8. Verfahren gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, dass die gemessenen Absorptionsdaten in Abhängigkeit des Konuswinkels des erzeugenden Strahls in Richtung der Rotationsachse von Detektor und Strahlenquelle, vorzugsweise mit dem Kosinus ihres Konuswinkels, gewichtet werden.

9. Verfahren gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, dass zur spiralförmigen Abtastung ein flächig ausgebildeter Detektor mit einer Vielzahl von Detektorelementen verwendet wird, die matrixartig in Zeilen und Reihen angeordnet sind.

10. CT-Gerät zur Abtastung eines Untersuchungsobjekts mit einem von mindestens einem Fokus ausgehenden Strahlenbündel und mit einem flächig ausgebildeten Detektorarray mit einer Vielzahl von verteilten Detektorelementen zum Detektieren der Strahlen des Strahlenbündels, wobei der mindestens eine Fokus relativ zu dem Untersuchungsobjekt auf mindestens einer das Untersuchungsobjekt umlaufenden Fokusbahn mit gegenüberliegendem Detektorarray bewegt, wobei zumindest Mittel zur Sammlung von Detektordaten, Filterung und Rückprojektion vorgesehen sind und die Mittel zur Filterung derart gestaltet sind, dass das Verfahren gemäß einem der voranstehenden Verfahrensansprüche durchgeführt wird.

11. CT-Gerät gemäß dem vorangehenden Anspruch, dadurch gekennzeichnet, dass die genannten Mittel zur Filterung zumindest teilweise durch Programme oder Programm-Module verwirklicht werden.

Zusammenfassung

Verfahren zur Bilderstellung für einen mehrzeiligen Spiral-
Computertomographen mit 3d-Rekonstruktion und Computer-

5 Tomographie-Gerät zur Durchführung dieses Verfahrens

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Bilderstellung für
einen mehrzeiligen Spiral-CT mit 3D-Rückprojektion, wobei zur
Rekonstruktion des Absorptionswertes mindestens eines Voxels
10 die gemessenen und gefilterten Daten verwendet werden, die
durch Strahlen erzeugt sind, welche dieses mindestens eine
Voxel durchdringen. Außerdem betrifft die Erfindung ein CT-
Gerät zur Durchführung dieses Verfahrens mit entsprechenden
Mitteln zur Bilderstellung.

• 15

Beim erfindungsgemäßen Verfahren erfolgt die Filterung der
zur Rekonstruktion benutzten Daten im Bild des virtuellen De-
tektors in Richtung der Projektion darauf abgebildeter Spi-
ralsegmente, die durch die spiralförmige Abtastung über einen
20 vorgegebenen Winkelbereich entstehen. Das erfindungsgemäße
CT-Gerät weist Mittel auf, eine gerichtete Filterung dieser
Art durchführen.

Figur 3

FIG 2

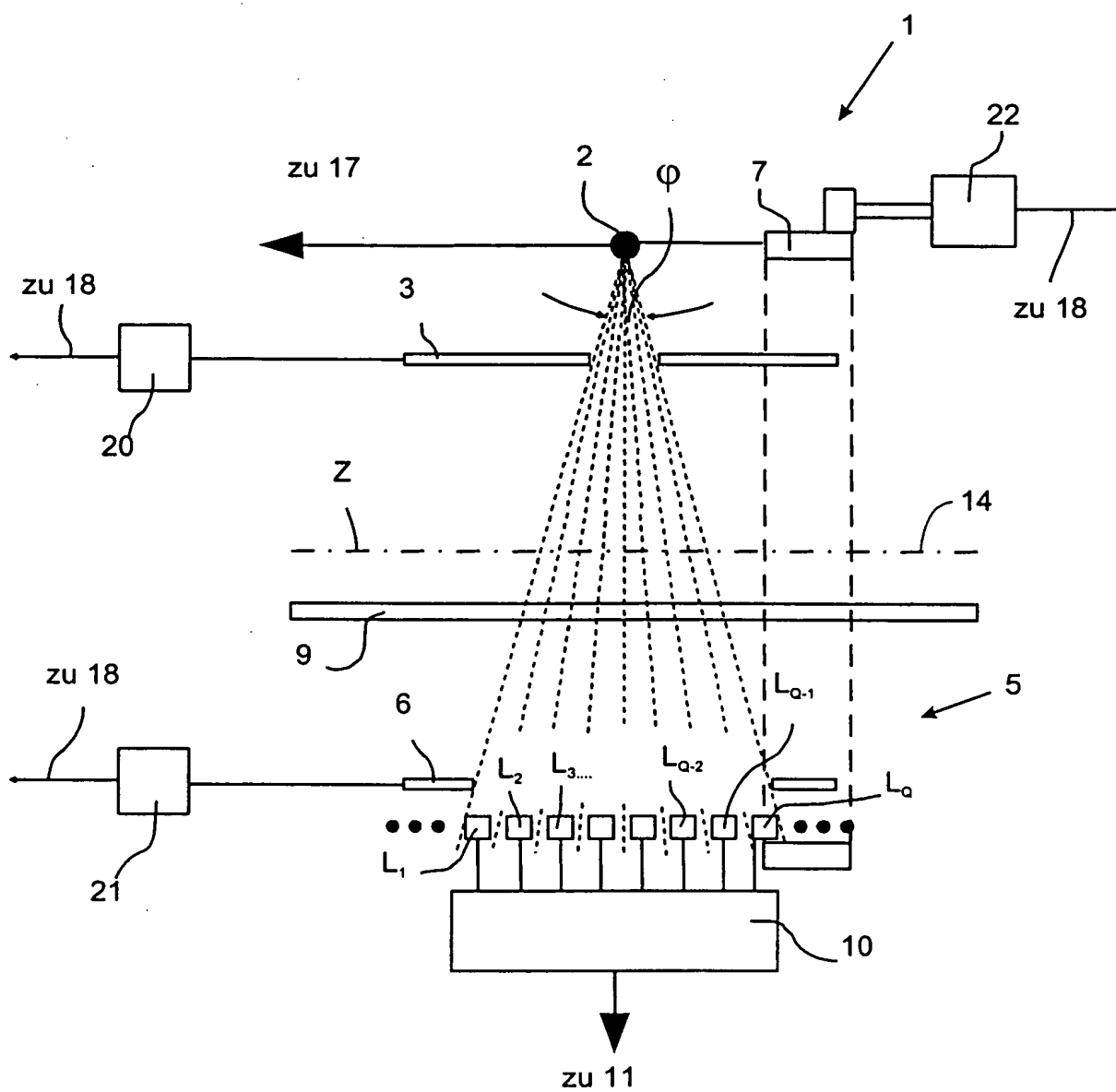


FIG 3

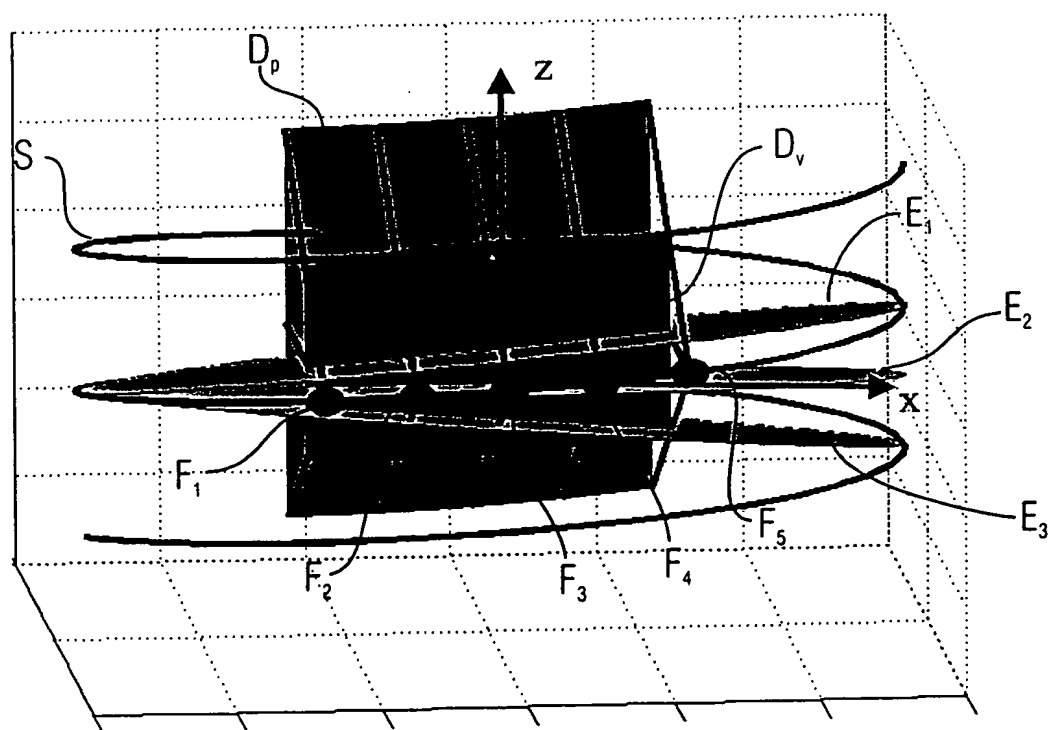


FIG 4a

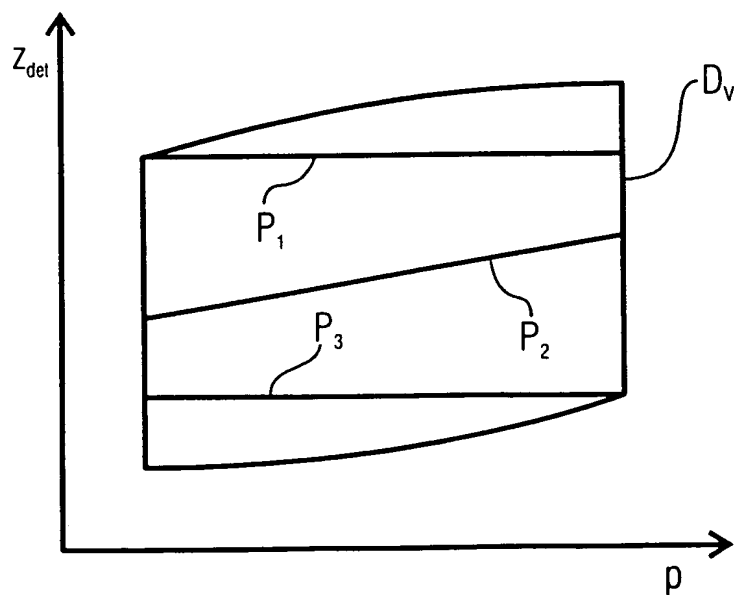


FIG 4b

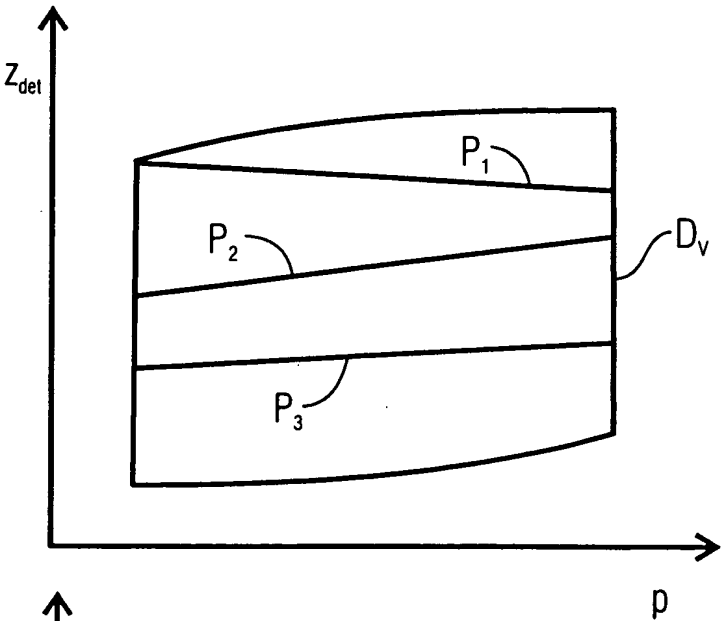


FIG 4c

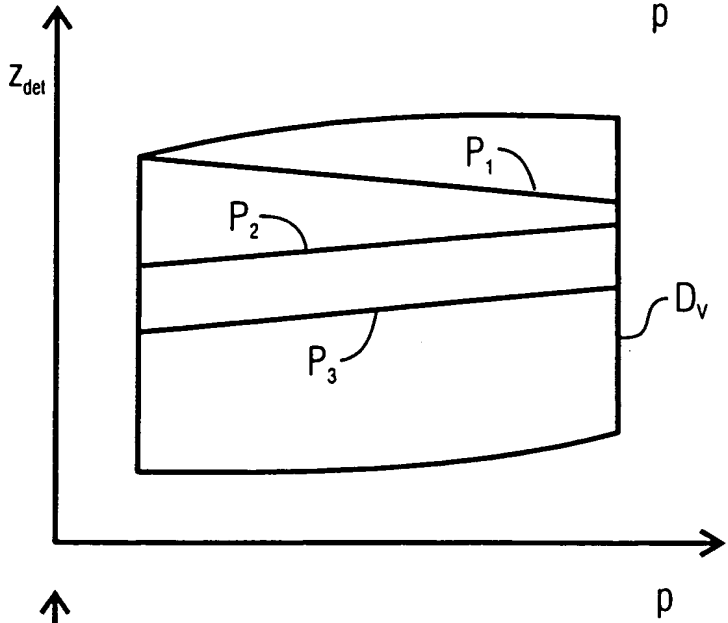


FIG 4d

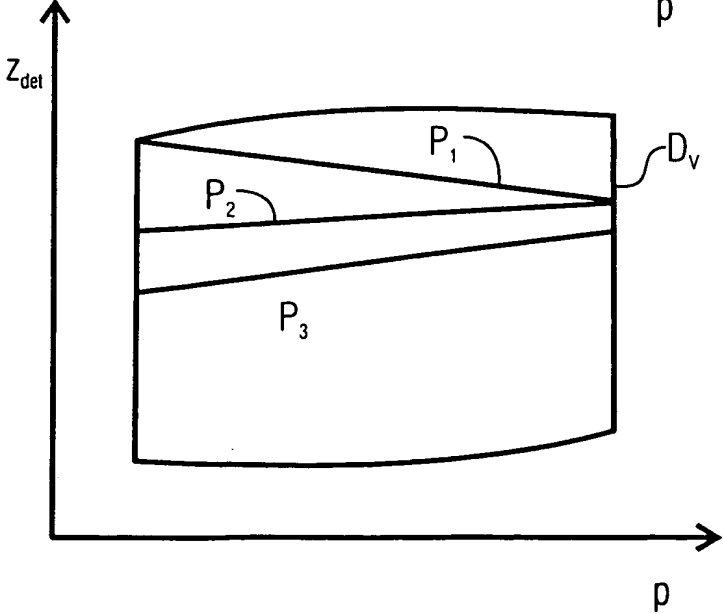


FIG 5

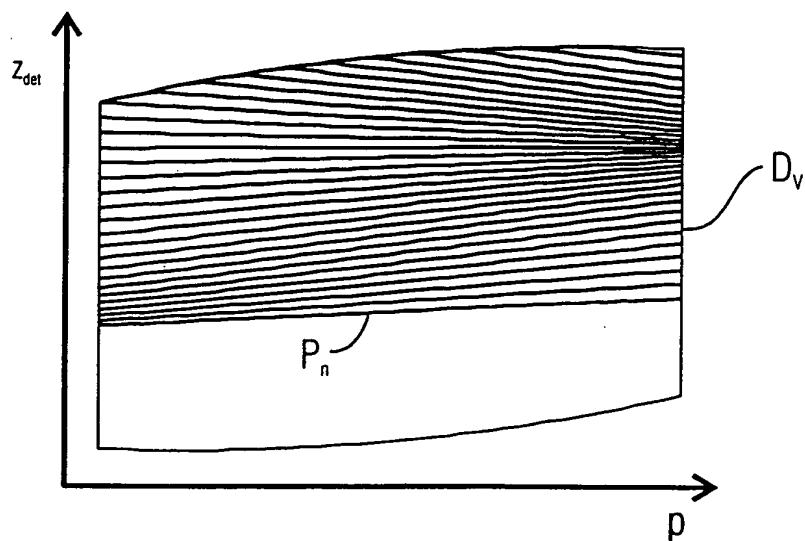


FIG 6

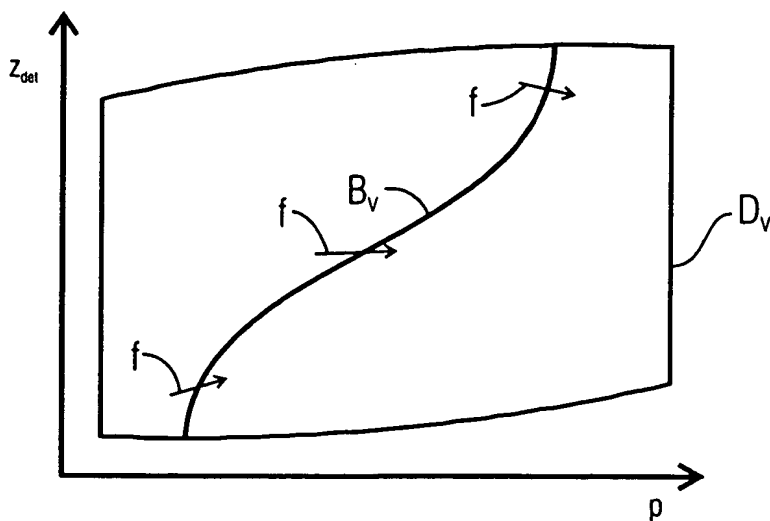


FIG 7

